

## 超音波による動脈壁弾性率計測の精度評価に関する研究

|     |   |
|-----|---|
| 著者  | 秋山 星来   |
| 雑誌名 | 東北大学電通談話会記録   |
| 巻   | 90  |
| 号   | 1   |
| ページ | 322-323   |
| 発行年 | 2021-08-20  |
| URL | <a href="http://hdl.handle.net/10097/00132940">http://hdl.handle.net/10097/00132940</a> |

修士学位論文要約（令和3年3月）

## 超音波による動脈壁弾性率計測の精度評価に関する研究

秋山 星来

指導教員：金井 浩， 研究指導教員：荒川 元孝

A Study on Accuracy Evaluation of  
Arterial Wall Elasticity Measurement by Ultrasound

Seira AKIYAMA

Supervisor: Hiroshi KANAI, Research Advisor: Mototaka ARAKAWA

We have been studying the ultrasound elasticity measurement of the carotid artery aimed for the early detection of arteriosclerosis. The elasticity of a phantom simulating a blood vessel was measured in the short-axis view in the present study, and its measurement accuracy was verified in the intima-media complex (IMC) visible range. The elasticity values measured along the central axis of the short-axis view by ultrasound and the laser sensor coincided within 0.8%. Moreover, the elasticity was  $514 \pm 50$  kPa in the IMC visible range of the phantom. We concluded it is necessary to measure the elasticity along the central axis of the short-axis view for accurate elasticity measurement.

## 1. はじめに

日本人の主な死因である心筋梗塞や脳梗塞は、動脈硬化症と密接に関連する。動脈硬化症の初期段階においては、大動脈のコレステロールエステル含有率が動脈壁の弾性率に影響を及ぼすため、動脈壁の弾性率を計測することで動脈硬化症の早期発見が期待される<sup>1)</sup>。我々は、超音波を用いて、拍動によって生じる動脈壁厚の微小な変化を位相差トラッキング法<sup>2)</sup>により計測し、弾性率を推定してきた<sup>3)</sup>。

弾性率の精度検証に関しては、*in vivo* ではその真値が不明であるため、ファントム実験により行われてきた<sup>4)</sup>。血管の長軸断面で弾性率を計測する際は、内膜中膜複合体 (Intima-Media Complex: IMC) が見える位置が中心軸と一致すると仮定していたが、実際には中心軸から少し外れても IMC は観察される。したがって、中心軸近傍の IMC 可視範囲内で計測される弾性率の精度を明らかにする必要がある。本研究では、中心軸の位置が分かる短軸断面で弾性率計測を行い、短軸の中心軸と IMC 可視範囲内での、超音波による弾性率計測精度を検証した。

## 2. 原理

## 2.1. 厚さ変化計測による弾性率の算出 (超音波)

位相差トラッキング法<sup>2)</sup>により、拍動に伴って生じる壁厚変化 $\Delta h(t)$ を計測する。動脈壁が非圧縮性かつ弾性的に等方性を有すると仮定し、かつ、長軸方向の歪みは無視できると仮定すると、弾性率 $E_{\theta}^h$ は式(1)で表される<sup>4)</sup>。

$$E_{\theta}^h = \frac{3}{8} \left( 1 + \frac{2r_0}{h_0} \right) \frac{\Delta p}{-\Delta h/h_0}. \quad (1)$$

ここで、 $h_0$  はファントムの壁の初期厚み、 $r_0$  は変化前のファントムの内半径、 $\Delta p(t)$  は増分内圧である。増分内圧 $\Delta p(t)$ と増分歪み $-\Delta h(t)/h_0$ の関係に対し、最小二乗法により傾き $\Delta p/(-\Delta h/h_0)$ を求め、弾性率 $E_{\theta}^h$ を算出する。

## 2.2. 外半径変化計測による弾性率の算出 (超音波/レーザセンサ)

2.1 節の仮定に加えて、壁の厚さが円周方向に均一であると仮定すると、外半径変化を用いた増分弾性係数 $E_{inc}$ は式(2)で表される<sup>5)</sup>。

$$E_{inc} = \frac{3}{2} \frac{r_0^2}{r_e^2 - r_0^2} \frac{\Delta p}{\Delta r_e/r_e}. \quad (2)$$

ここで、 $r_e$  は変形前の外半径、 $\Delta r_e(t)$  は $r_e$  からの変化分である。増分内圧 $\Delta p(t)$ と増分歪み $\Delta r_e(t)/r_e$ の関係に対し、最小二乗法により傾き $\Delta p/(\Delta r_e/r_e)$ を求め、弾性率 $E_{inc}$ を算出する。

## 3. 実験

## 3.1. 実験環境

実験系を図1に示す。アロカ社製超音波診断装置 SSD-6500 と中心周波数 7.5 MHz のリニアプローブを使用した。標本化周波数は 40 MHz、ビーム間隔は 150  $\mu\text{m}$  であり、フレームレートを 286 Hz とした。

レーザセンサ (KEYENCE 製 IG-028) は投光器と受光器で構成されており、シート状のレーザ光が遮られる長さ、すなわち管外径を計測可能である。

血管模擬ファントムとして、硬度 10°、外径 9 mm、内径 7 mm、壁厚 1 mm のシリコン管を使用した。脈動ポンプユニット (FUYO 製 EC-8) の脈動回数は

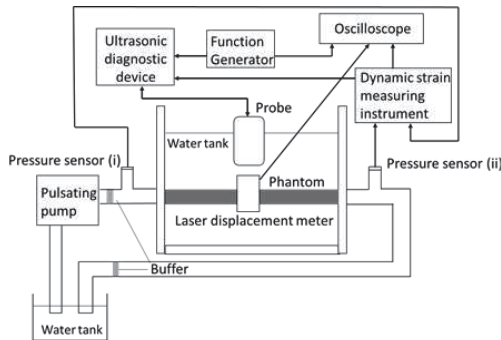


図1 実験系の模式図

60 回/分とした。水温より求めた水の音速は 1,496 m/s であった。ファントムを設置する水槽内の水に脱気した精製水を使用することで、レーザセンサ計測を安定化させ、超音波とレーザセンサによる同時計測を可能にした。

### 3.2. 実験結果

はじめに、短軸の中心軸上における弾性率の精度検証を行った。超音波計測において、外半径の変化  $\Delta r_e(t)$  から算出した弾性率  $E_{inc}$  と厚さ変化  $\Delta h(t)$  から算出した弾性率  $E_0^h$  (前壁と後壁の平均値) が 0.05% 以内で一致した。また、レーザセンサと超音波で計測した外半径の変化  $\Delta r_e(t)$  から算出した弾性率  $E_{inc}$  が 0.8% 以内で一致した。以上より、ファントム短軸の中心軸上であれば、超音波計測により高精度に弾性率を計測できることが分かった。

次に、計測位置が短軸の中心からずれることの弾性率計測への影響を検討した。図2に (a) B モード像、(b) B モード像の後壁内膜の輝度、(c) 短軸の中心軸近傍で計測した後壁の弾性率をそれぞれ示した。同図には *in vivo* で計測した頸動脈壁とファントムの IMC 可視範囲をそれぞれ示した。弾性率を比較的に計測できている、後壁内膜の輝度が  $-6$  dB 以上の範囲 (図 2(c) の破線で囲まれた範囲)、*in vivo* 計測における IMC 可視範囲、ファントムの IMC 可視範囲での後壁の弾性率の平均  $\pm$  標準偏差をそれぞれ表1に示した。

表1より、 $-6$  dB 以上では比較的安定して計測できているが、 $-6$  dB より低輝度の IMC 可視範囲ではばらつきが大きくなった。短軸断面計測では中心軸からの角度が分かるため、初期の壁の厚さ  $h_0$ 、壁の厚さ変化  $\Delta h(t)$ 、ファントムの内半径  $r_0$  の射影成分が計測される影響や屈折の影響影響を補正できる可能性がある。一方、長軸計測の場合は、短軸の中心軸からどの程度離れた位置を計測しているか分からないため、屈折や射影成分の影響を考慮することができない。従って、正確な弾性率計測を行うためには、短軸の中心軸で計測を行うことが重要である。

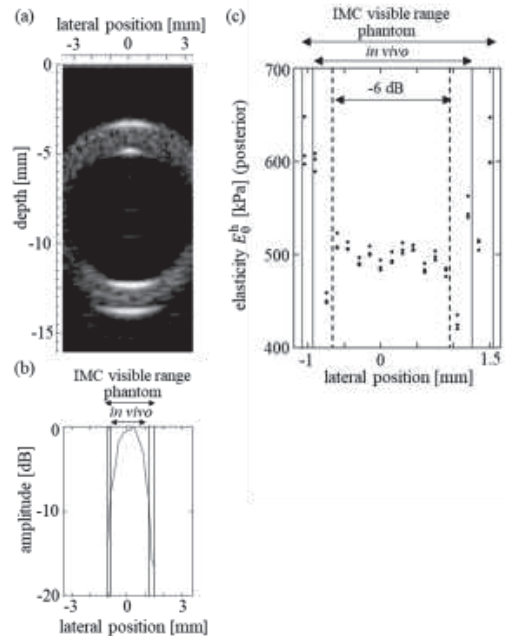


図2 (a) ファントムの B モード像、(b) B モード像の後壁内膜の輝度、(c) 短軸の中心軸近傍のファントム後壁の弾性率

表1 IMC 可視範囲内の弾性率

| 後壁内膜の輝度が $-6$ dB 以上の範囲 | <i>in vivo</i> の IMC 可視範囲 | ファントムの IMC 可視範囲  |
|------------------------|---------------------------|------------------|
| $498 \pm 10$ kPa       | $501 \pm 38$ kPa          | $514 \pm 50$ kPa |

### 4. まとめ

ファントムの短軸計測を行い、短軸の中心軸と IMC 可視範囲内での超音波による弾性率計測精度を検証した。中心軸上では高精度に弾性率を計測できることを確認した。一方、IMC 可視範囲内であっても、最大輝度より  $-6$  dB 以下の輝度の位置では弾性率のばらつきが大きくなった。以上より、正確な弾性率計測を行うためには、短軸の中心軸で計測を行うことが重要であることが分かった。

### 文献

- 1) T. I. Pynadath and D. P. Mukherjee, *Atherosclerosis* **26**, 311 (1977).
- 2) H. Kanai *et al.*, *Circulation* **107**, 3018 (2003).
- 3) H. Kanai *et al.*, *IEEE Trans. UFFC* **44**, 752 (1997).
- 4) H. Hasegawa *et al.*, *Jpn. J. Appl. Phys.* **44**, 4609 (2005).
- 5) D. H. Bergel, *J. Phys.* **156**, 445 (1961).